

09/744514

500 Rec'd PCT/PTO 24 JAN 2001

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADE MARK OFFICE

VERIFICATION OF TRANSLATION

I, Michael Wallace Richard Turner, Bachelor of Arts, Chartered Patent Attorney, European Patent Attorney, of 1 Horsefair Mews, Romsey, Hampshire SO51 8JG, England, do hereby declare that I am conversant with the English and German languages and that I am a competent translator thereof;

I verify that the attached English translation is a true and correct translation made by me of the attached specification in the German language of International Application PCT/EP99/05194;

I further declare that all statements made herein of my own knowledge are true and that all statements made on information and belief are believed to be true; and further that these statements were made with the knowledge that willful false statements and the like so made are punishable by fine or imprisonment or both under Section 1001 of Title 18 of the United States Code and that such willful false statements may jeopardize the validity of the application or any patent issued thereon.

Date: January 9, 2001

M W R Turner

M W R Turner

Berlin 20th July 1999  
Our ref: LB8048 JVO/js  
Applicant/proprietor: LOB, Helke  
Office ref: New application

5

Helke Lob  
Ehrwalder Strasse 82, D-81377 Munich

---

Fixing element for bone fragments

---

10 The invention concerns a fixing element as set forth in the classifying portion of claim 1.

A problem which frequently arises in the case of fractures caused by over-stressing is that relatively small exposed bone regions are detached from the rest of the bone. Thus for example ankle fractures represent the 15 most frequent break injury to the lower extremity. In that case, over-stressing in the region of the upper ankle joint means that the inner ankle is detached from the tibia and/or the outer ankle is detached from the fibula. In order to restore the function of the ankle joint, the ankle fragments must be fixed to the associated bone fragment until the break 20 heals. Bone screws and the like are still frequently used for that purpose. As however generally particularly long and/or a plurality of bone screws are required for adequate stabilisation of the bone fragments by virtue of the slenderness of the bone screws, the fixing elements of the general kind set forth which are easier and quicker to implant are increasingly gaining in 25 importance.

European patent application EP 0 409 364 A2 discloses a fixing element of the general kind set forth, in which at its proximal end, that is to say the end towards the surgeon, the fixing body has a step which permits the fixing body to be inserted into the receiving bores in the bone 30 fragments, only as far as a given depth. The fixing body which in the initial condition has a conical main body with anchoring elements arranged thereon is spread open in particular at its distal end, by driving in the spreading body, to such an extent that the main body assumes a

substantially cylindrical contour. The anchoring elements of the spread-open regions in that case penetrate into the surrounding bone and thus serve to provide for additional fixing.

That fixing element however suffers from the disadvantage that the 5 presence of the step at the proximal end means that it is only suitable for fixing bone fragments up to a given maximum dimension in the longitudinal direction of the fixing body. If that maximum dimension is exceeded, there is no longer any guarantee that the first bone fragment is adequately fixed to the second bone fragment. As the distal end of the fixing body is spread 10 open in the spongiosa which is generally of low strength, it can tear out of the second bone fragment with a correspondingly short depth of penetration or in a situation involving locally reduced strength of the bone tissue. It is precisely a locally reduced level of strength in the bone tissue 15 that can only be detected with difficulty during the operation, so that, with a depth of penetration which is possibly still sufficient in a normal situation, it can nonetheless tear out.

If the step at the proximal end of the fixing body is omitted, the fixing body can admittedly penetrate sufficiently far into the second bone fragment, irrespective of the dimension of the first bone fragment. As the 20 spreading body at the proximal end is of a smaller diameter than the cavity, no expansion of the fixing body takes place immediately at the proximal end. Rather, expansion of the fixing body increases slowly in the direction towards the distal end so that the absence of the step means that there is precisely no guarantee of secure fixing of relatively thin first bone 25 fragments.

The known fixing element in its respective configurations is therefore only limitedly suitable for fixing bone fragments of the most widely varying dimensions so that in practice an expensive set of fixing elements in a plurality of different dimensions is required for the respective situations of 30 use.

Therefore the object of the present invention is to provide a fixing element of the general kind set forth, which does not suffer from the above-stated disadvantages or which suffers therefrom at least to a lesser

degree, and which in particular can be put to flexible use and ensures reliable fixing.

Based on a fixing element as set forth in the classifying portion of claim 1, that object is attained by the features recited in the characterising 5 portion of claim 1.

The invention involves the technical teaching that a fixing element which can be put to flexible use is acquired if the fixing body is adapted to be introduced completely into the bores and by proximal insertion of the spreading body into the cavity can be spread open transversely with 10 respect to its longitudinal direction by a wedge action at least in the region of its two ends for connection to the respective bone fragment. That ensures on the one hand that, irrespective of the thickness of the first bone fragment, the fixing body can be moved into a position in which the second portion of the fixing body is sufficiently deeply inserted into the second 15 bone fragment in order to ensure fixing of the first bone fragment, which is adequate in any situation. In that respect, spreading the fixing body open in the region of its proximal end ensures that, even when dealing with particularly thin first bone fragments, reliable fixing is guaranteed with the fixing element according to the invention.

20 Reliable fixing is further achieved in that, in the spread condition, that is to say after substantially complete insertion of the spreading body into the cavity, the fixing body at the distal end of the second portion is of a larger dimension transversely with respect to its longitudinal direction than at the proximal end of the second portion. The fixing body is thus 25 enlarged conically or bell-like at its distal end in the second bone fragment in which it is generally surrounded by spongiosa of lower strength, thereby achieving a positively locking engagement over a large area. That ensures secure anchoring even if the surrounding bone material is of a possibly reduced level of strength, insofar as it applies the anchoring loads 30 uniformly to a larger volume of bone. That effectively prevents the fixing body from being torn out of the second bone fragment.

The operative surfaces in the region of the cavity and on the spreading element, which are responsible for spreading open the fixing

body, can be designed in many known ways. Thus to provide that the second portion of the fixing body is expanded in a conical or bell-like manner, it is only necessary for the transverse dimension of the cavity to decrease towards the distal end. In that respect, the transverse dimension 5 of the spreading element can remain constant or also decrease towards the distal end, in which case the decrease per unit of length must then be less than the decrease in the transverse dimension of the cavity towards the distal end.

The fixing body can consist of a single body which, for greater ease 10 of being spread open in the regions which are to be spread apart, is provided with a respective one or preferably a plurality of longitudinal slots or the like. If the fixing body has a plurality of those longitudinal slots, the spreading action which varies in the peripheral direction additionally provides for non-rotationally securing the fixing body about the longitudinal 15 axis thereof. Preferably, the fixing body comprises at least two body portions which are in adjoining relationship in the peripheral direction and which are connected together movably sufficiently for being spread open. In that respect, the connection only has to be so firm that, upon being introduced into the bores and upon introduction of the spreading element 20 into the cavity, the body portions are held relative to each other in the longitudinal and peripheral directions, at least until the spreading element and the wall of the bore take over that function in the spreading procedure. In this case, the spreading effect which varies in the peripheral direction 25 additionally provides for non-rotationally securing the fixing element about the longitudinal axis thereof.

The body portions can be connected by way of suitably thin leg-like bridging regions which are connected to the body portions and which, when the fixing element is spread open, are correspondingly slightly stretched, unfolded or torn open. It is however also possible to provide on each of the 30 body portions respective guide elements which co-operate with the corresponding guide elements of the adjoining body portion and which thus hold the body portions relative to each other in the longitudinal and peripheral directions. Thus for example projections with one or more

substantially tangentially extending guide surfaces on one body portion can co-operate with guide grooves of a corresponding configuration on the adjoining body portion.

In preferred embodiments of the invention, the operative surfaces of 5 the fixing body and the spreading body, which co-operate to spread the fixing body open, are of such a configuration that spreading of the second portion begins at the distal end of the second portion. That ensures that a distribution of stress which is as uniform as possible is achieved in the spreading operation in the second portion and thus local stress peaks are 10 substantially avoided both in the fixing body and also in the bone.

The operative surfaces in the region of the cavity and on the spreading element, which are responsible for spreading open the fixing body, can be designed for that purpose in many known ways. Thus, for 15 conical or bell-like expansion of the second portion of the fixing body, which begins at the distal end, it is only necessary for the transverse dimensions of the cavity and the spreading body to decrease towards the distal end, in which case the transverse dimension of the cavity and of the spreading body substantially correspond to each other at the distal end and the reduction in the transverse dimension of the spreading body per unit of 20 length must be less than the reduction in the transverse dimension of the cavity towards the distal end.

In that respect, it is particularly advantageous if the operative surfaces are such that at least a first part of the first portion is spread open before the second portion is spread open. In that way, the reduction in the 25 size of the second portion, as a consequence of its conical or bell-shaped spreading beginning at the distal end, is transmitted by way of the first part, which is already spread open, of the first portion, to the first bone fragment, so that the latter is pressed against the second bone fragment in a manner which is advantageous in terms of the healing process. In that 30 respect, it is further preferable for the first part to be arranged in the region of the proximal end of the first portion, so that this advantage can also be enjoyed in the case of a thin first bone fragment.

In particularly advantageous developments of the fixing element according to the invention the first portion is pivotably connected at its distal end by way of at least one web or leg element to the proximal end of the second portion. In that case, the fixing body and the spreading body 5 are of such a configuration that, upon insertion of the spreading body, the distal end of the first portion is substantially completely spread open before in succession in a first step a part of the second portion is spread open and in a second step the proximal end of the second portion is spread open. Alternatively, the fixing body and the spreading body can be of such a 10 configuration that upon insertion of the spreading body the proximal end of the second portion is substantially completely spread open before in succession in a first step a part of the first portion is spread open and in a second step the distal end of the first portion is spread open. In addition, the configuration and arrangement of the leg element is such that the 15 longitudinal spacing between the first and second portions is reduced during the second step.

That provides in a simple manner that the reduction in the longitudinal spacing between the first and second portions is transmitted to the first and second bone fragments, by way of the regions of the first and 20 second portions respectively which are already connected to the respective bone fragment by virtue of being spread open when the reduction in length is initiated. In that way, the bone fragments are not only firmly fixed relative to each other but they are also pressed against each other in a manner which is advantageous in terms of the healing process.

25 In that respect, the leg element or elements can be simply arranged on the two portions in such a way that their angle of inclination relative to the longitudinal axis of the fixing body increases during the second step, thereby directly affording a corresponding reduction in the longitudinal spacing between the first and second portions.

30 In advantageous variants of the invention the fixing body, after insertion of the spreading body into the cavity, is of a larger dimension transversely with respect to its longitudinal direction at the proximal end of the first portion than at the distal end of the first portion. The conical or

bell-shaped expansion achieved in that way at the proximal end of the fixing body promotes the careful application of load to the bone tissue of the bone fragment in question, in the manner which has already been described hereinbefore in respect of the distal end.

5        Advantageous variants of the fixing element according to the invention are distinguished in that the fixing body is adapted to spread open substantially over the entire length thereof. That ensures an appropriately distributed application of load to the bone tissue, which is adapted to the strength conditions thereof.

10       In particularly advantageous variants of the fixing element according to the invention the first portion in the non-spread condition is of a larger dimension transversely with respect to its longitudinal direction than the second portion. In that case, optimum positioning of the fixing body is guaranteed in a simple and reliable manner insofar as the second bone  
15      fragment is bored in the preparatory operation with a correspondingly smaller diameter than the first bone fragment. The resulting step in the region of the fracture gap then forms an abutment for the fixing body which accordingly, without further aids, can be introduced into the second bone fragment to the optimum depth of penetration, irrespective of the thickness  
20      of the first bone fragment.

25       The fixing element according to the invention preferably has for optimum fixing in the bone tissue at the surface of the fixing body which is towards the bone, projections which are intended to penetrate into the bone. The projections can be designed in many known ways. For example, they can be of a tooth-like or pin-like or spike-like or other configuration both in the longitudinal direction and alternatively or additionally in the peripheral direction, in order to provide for barb-like hooking engagement into the bone tissue. In that case they can be arranged to extend around the fixing body at the periphery thereof for example in rings or in a  
30      screwthread-like configuration.

It will be appreciated that the components of the fixing element according to the invention comprise biocompatible materials. Particularly advantageous variants of the fixing element according to the invention

provide that at least the fixing body comprises a bioresorbable material so that there is no need for subsequent explantation. It will be appreciated that preferably all components of the fixing element are made up of such bioresorbable materials in order entirely to avoid subsequent explantation

5 of individual components. It will be appreciated that this can also be rendered unnecessary by virtue of using materials with long-term biocompatibility, for example for the spreading body. All biocompatible or bioresorbable materials with a level of time-dependent creep strength which is adequate for fixing can be used as the materials, the fixing body

10 preferably comprising a polylactide. That is further preferably reinforced in regions involving an increased tensile loading by tension-resistant, in particular bioresorbable fibers and/or fiber cloth. In that case, it is possible to use for example tension-resistant materials as are used for surgical suture materials. An example in that respect is bioresorbable polyglactide.

15 Other advantageous developments of the invention are characterised in the appendant claims or described in greater detail hereinafter together with the description of preferred embodiments of the invention with reference to the drawings in which:

20 Figure 1 shows a preferred embodiment of the fixing element according to the invention in the spread condition,

Figure 2 is a view in section taken along line II-II in Figure 1,

Figure 3 is an axial section through the embodiment of Figure 1 in the partially spread condition,

25 Figure 4 shows a further embodiment of the fixing element according to the invention in the spread condition, and

Figure 5 shows an axial section through another embodiment of the fixing element according to the invention in the partially spread condition.

Figure 1 shows an embodiment of the fixing element according to the invention comprising an elongate fixing body 1 and a spreading body 2

30 which was introduced into the cavity 3 extending over the entire length of the fixing body 1. The fixing body 1 is fitted with its proximal first portion 1.1 in a bore 4 in the first fragment 4.1 of the bone 4 and with its distal second portion 1.2 in the bore 6, which is aligned with the bore 4, in the

second fragment 4.2 of the bone 4. In the illustrated example the bone 4 is the tibia in the region of the upper ankle joint, from which the first bone fragment 4.1 was detached in the region of the inner ankle as a result of a fracture 7.

5        In order to fix the first bone fragment 1.1 to the second bone fragment 1.2, the fixing body was firstly introduced into the repositioned bone fragments 1.1 and 1.2 completely to the illustrated depth into the bores 4,6 and then spread by a wedge action over its entire length by introduction of the spreading body 2 into the cavity 3, whereby parts of the  
10      fixing body penetrate into the surrounding bone 4. That provides for a fixed connection to the two bone fragments 1.1 and 1.2 and thus fixing of the bone fragments 1.1 and 1.2 relative to each other.

15      The spreading body 2 and the cavity 3 in the fixing body 1 are so matched to each other that the fixing body 1 is spread open at the distal end of the second portion 1.2 further than at the proximal end of the second portion. In the region of the bore 6 the second bone fragment 4.2 comprises spongy bone tissue which is of relatively low local strength. The wider spreading-open effect at the distal end of the second portion 1.2 than at the proximal end produces a positively locking connection between the  
20      bones 4, with a relatively large contact area. That large contact area ensures that the fixing loads which are applied distributed over the contact surface to the surrounding bone do not result in local stresses in the bone, which exceed the local strength of the bone and which can thus result in loosening of the connection to such an extent that the fixing element tears  
25      or breaks out. That affords a particularly good and reliable hold for the fixing element in the second bone fragment 4.2.

30      In the illustrated example the proximal end of the first portion 1.1 is also spread open further than its distal end. That involves also using the above-described effect of uniform application of load to the bone 4, when connecting the fixing element to the first bone fragment 1.1. That is particularly advantageous when the first bone fragment is a fragment whose thickness, as in the illustrated example, markedly exceeds the length of the first portion of the fixing body and therefore the first portion

of the fixing body is also essentially surrounded by spongiosa of relatively low strength. It will be appreciated however that, in the case of long fixing elements, the proximal end of the first portion can also be spread open less wide if it is generally in the region of the stronger corticalis 5.3.

5 At its periphery the fixing body 1 is provided with tooth-like projections 8 which extend therearound in a ring shape in the non-expanded condition and which, when it is spread open, penetrate into the surrounding bone tissue and provide for additional fixing of the fixing body 1 in the axial direction. It will be appreciated that, in other variants of the  
10 invention, these projections may also be of a different configuration and arrangement. In order to perform their purpose, they only have to be designed in such a way that they penetrate into the surrounding bone tissue and then form therewith a positively locking connection in the axial direction of the fixing body. It will be further appreciated that those  
15 projections may also be entirely omitted in other variants of the invention. In those variants, the connection between the bone and the fixing element is then made by the positively locking engagement with the bone which, with a spreading effect to varying degrees, is achieved at one or both ends and the middle of the fixing element, and/or the force-locking engagement  
20 between the bone and the fixing body.

As can be seen from Figures 1 and 2 the fixing body 1 in the illustrated example comprises two body portions 9 and 10 which adjoin each other in the peripheral direction and which are approximately semicylindrical in the non-spread condition (not shown in the Figures). The  
25 body portions 9 and 10 are connected together by way of guide projections 12 engaging into guide grooves 11 in the respective other body portion 9 and 10 respectively, for undisturbed spreading of the fixing body 1 in the radial direction. In that arrangement the guide projections 12 extend in the peripheral direction and have guide surfaces 13.1, 13.2 which co-operate  
30 with corresponding guide surfaces 14.1, 14.2 of the guide grooves 11. In this case, the guide surfaces 13.1 and 14.1 fix the body portions 9 and 10 relative to each other transversely with respect to the direction of the spreading movement while the guide surfaces 13.2 and 14.2 perform the

function of fixing the body portions in the longitudinal direction. In that way the fixing body 1 can be introduced without any problem in the non-expanded condition into the bores 4 and 6 and are then spread open in a defined manner without the body portions 9, 10 being capable of moving 5 relative to each other in the longitudinal direction. It will be appreciated that the fixing action for the body portions 9, 10 has to persist in that case only until unwanted displacement of the body portions 9, 10 relative to each other is in any case prevented by the regions of the body portions 9, 10, which penetrate into the surrounding bone 4.

10 It will be appreciated however that the fixing body can also be of a different structure in other variants of the fixing element according to the invention. Thus for example it can also be made up of more than two body portions. The body portions may also be connected integrally to each other by way of corresponding webs or legs or the like, in which case the legs 15 may then not excessively impede the spreading action. For that purpose, they can be so designed that, when the spreading movement takes place, they correspondingly stretch or unfold or however also tear apart. It will be appreciated however that the fixing body may also be formed in one piece with corresponding longitudinal slots or the like, which permit the spreading 20 effect thereof. It will further be appreciated that the outside contour of the fixing body does not necessarily have to be cylindrical. It may for example also be of a prism-like configuration of any, for example polygonal area.

As can further be seen from Figure 2, the spreading body 2 is of a rectangular cross-section co-operating with correspondingly shaped 25 operative surfaces 15 delimiting the cavity 3 in the fixing body 1. It will be appreciated however that, in other alternative configurations, the spreading body may also be of a different cross-section. Thus for example a circular, elliptical or polygonal cross-section is a possibility, which then co-operates with a correspondingly shaped groove forming the cavity, in the respective 30 body portion.

Figure 3 is a view in section in the longitudinal direction through half of the embodiment illustrated in Figure 1 in a partially spread condition. As can be seen from Figure 3 the transverse dimension of the cavity 3

continuously decreases from approximately the center of the fixing body 1 towards the respective ends thereof. The transverse dimension of the spreading body 2 in comparison decreases towards the distal end in two stages 2.1 and 2.2.

5 In that respect, at its leading distal end the spreading body 2 is of a transverse dimension which, in the non-spread condition, approximately corresponds to the transverse dimension of the operative surface 15.1 defining the cavity 3, at the distal end of the second portion 1.2. In addition 10 the transverse dimension of the cavity 3 increases from the distal end of the second portion 1.2 in the proximal direction to a greater degree per unit of length than the transverse dimension of the second stage 2.2 of the spreading body 2 from the distal end thereof. That provides that spreading of the second portion 1.2 of the fixing body 1 begins from the distal end thereof. That means that, in the spreading operation, in the second portion, 15 the distribution of stresses achieved is as uniform as possible and thus local stress peaks are substantially avoided both in the fixing body and also in the bone.

In addition, at the distal end of the first stage 2.1 the spreading body 2 is of a transverse dimension which in the non-spread condition - as 20 indicated in Figure 3 by the contour 16 shown in dash-dotted line - approximately corresponds to the transverse dimension of the operative surface 15.1 defining the cavity 3, at the proximal end of the first portion 1.1. Furthermore, the longitudinal spacing between the distal end of the first stage 2.1 and the distal end of the second stage 2.2 is less than the 25 longitudinal spacing between the distal end of the second portion 1.2 and the proximal end of the first portion 1.1. That provides that the first part 16 of the first portion 1.1, which is at the proximal end, is spread open before spreading of the second portion 1.2. In other words, the fixing body 1 is already anchored at its proximal end in the first bone fragment 5.1 before 30 anchoring in the second bone fragment 5.2 occurs.

Due to the irregular spreading effect, the fixing body 1 is reduced in length in its longitudinal direction, as indicated in Figure 3 by the contour 18 shown in dash-double-dotted line. The reduction in length of the second

portion 1.2 as a result of its spreading which begins at the distal end is transmitted to the first bone fragment 5.1 by way of the first part 16 of the first portion, which is already spread open, so that the first bone fragment is pressed against the second bone fragment 5.2 in a manner which is 5 advantageous in terms of healing.

As indicated by the contour 19 in Figures 1 and 3, a spacer sleeve of suitable length can be introduced into the bottom of the bore 6 before insertion of the fixing body 1. Upon insertion of the spreading body 2 into the cavity 3, the spacer sleeve prevents displacement of the fixing body 1 10 in the distal direction, at least until the fixing body 1 is adequately anchored in the surrounding bone 5 as a result of the spreading movement. It will be appreciated that it is also possible to use other aids for that purpose or that such aids are unnecessary if the longitudinal forces which occur up to the moment of anchoring of the fixing body 1 as a result of the 15 spreading movement in the surrounding bone 5 do not exceed those for displacement of the fixing body 1 in the respective spread condition.

At its proximal end the spreading body 2 also has a projection 2.3 which prevents further introduction of the spreading body 2 into the fixing body 1 when a predetermined end position is reached and which thus 20 ensures an accurately defined spreading effect in each situation of use.

Figure 4 shows a further preferred embodiment of the fixing element according to the invention, which in terms of its basic structure corresponds to the variant shown in Figure 1 so that only the differences will be discussed here. One of those differences is that the first portion 1.1' of the 25 fixing body 1' is of a larger transverse dimension than the second portion 1.2' of the fixing body 1'. In a corresponding manner, the diameter of the bore 4' in the first bone fragment 5.1 is correspondingly larger than the diameter of the bore 6' in the second bone fragment 5.2. The step 20 produced in that way in the region of the fracture gap 7 thus serves as an 30 abutment for the fixing body 1 when it is introduced into the bores 4', 6' in the non-spread condition. That ensures in a simple fashion that on the one hand the fixing body 1 is always arranged in the optimum position relative to the fracture gap 7, irrespective of the thickness of the first bone

fragment 5.1, and that on the other hand, no displacement of the fixing body 1' out of that optimum position can occur due to longitudinal forces which take effect upon introducing the spreading element 2'.

In the illustrated embodiment the first portion 1.1' of the fixing body 5 1' is uniformly spread while the spreading effect in the second portion 1.2' increases towards the distal end. For that purpose, apart from a bevelled distal end, the spreading body 2' is of a substantially constant transverse dimension, the same applies for the cavity 3' of the first portion 1.1' of the fixing body 1' while the transverse dimension of the cavity 3' in the second portion 1.2' in the non-spread condition decreases in the distal direction. It 10 will be appreciated however that, in other alternative configurations of the invention, spreading of the fixing body can also be implemented in first and second portions of different transverse dimensions, similarly to the embodiment of Figure 1.

15 Figure 5 is a view in section in the longitudinal direction through half of a further embodiment of the fixing element according to the invention in the partially spread condition. The structure here basically corresponds to the variant shown in Figure 1 so that only the differences will be discussed here.

20 In this variant, the first portion 1.1" is integrally connected to the second portion 1.2" of the fixing body 2" by way of a leg 21 extending in the peripheral direction. In the illustrated condition the distal end of the spreading body 2" which is of circular cross-section over its entire length is just touching the operative surface 15.2" defining the cavity 3", that is to 25 say upon further forward driving movement of the spreading body 2" in the distal direction, spreading of the second portion 1.2" of the fixing body 2" begins. In that case, as already described in detail with reference to Figure 3, the second stage 2.2" of the spreading body 2" and the operative surface 15.2" of the second portion 1.2" are so matched to each other that 30 spreading of the second portion 1.2" occurs in a first step at the distal end thereof, before in a second step the proximal end of the second portion 1.2" is spread. In the illustrated condition, the first portion 1.1" is already

completely spread open by virtue of the short longitudinal spacing between the first stage 2.1" and the second stage 2.2" of the spreading body 2".

In this case, the leg 21 is arranged on the first and second portions 1.1" and 1.2" in such a way that its angle of inclination relative to the longitudinal axis 1.3 of the fixing body increases during the second step, as is indicated by the contour 22 in Figure 5. That affords a reduction in the longitudinal spacing between the first and second portions 1.1" and 1.2". The reduction in the longitudinal spacing between the first and second portions 1.1" and 1.2" is transmitted to the first and second bone fragments 5.1 and 5.2 respectively by way of the regions of the first and second portions 1.1" and 1.2" respectively which are already connected to the respective bone fragment 5.1, 5.2 by the spreading action when the reduction in longitudinal spacing begins. In that situation the bone fragments 5.1 and 5.2 are pressed against each other if the resulting reduction in the longitudinal spacing between the first and second portions 1.1" and 1.2" is greater than the initial fracture gap 7 and the pressing force results from the corresponding elastic increase in length of the leg 21.

In the illustrated example once again in the non-spread condition the transverse dimension of the first portion 1.1" is greater than the transverse dimension of the second portion 1.2" so that the fixing body 1" can be introduced into the corresponding bores 4" and 6" in a defined fashion as far as the step 20". In that case the distal end face 23 of the first portion 1.1" bears against the second bone fragment 5.2. In order to ensure that, after the second step, the first and second bone fragments 5.1 and 5.2 are also actually pressed against each other and it is not just the distal end face 23 of the first portion 1.1" that is pressed against the second bone fragment 5.2, a spacer element 24 is provided on the first portion 1.1". That spacer element extends in the axial direction at a spacing relative to the longitudinal axis 1.3, which is beyond the diameter of the bore 6" in the second bone fragment 5.2. In that respect, the spacer element 24 is such that it can easily penetrate into the second bone fragment 5.2 during the second step. That ensures that after the second step the first and second bone fragments 5.1 and 5.2 are actually also pressed against each other.

The illustrated example has only one spacer element 24 but it will be appreciated that in other variants of the invention, it is also possible to provide a plurality of spacer elements which are distributed around the periphery, or a spacer element which is in the form of a peripherally 5 extending leg, in order to ensure that the indicated effect is achieved in particular when dealing with fractures which extend inclinedly with respect to the bore axis.

The fixing elements shown in Figures 1, 4 and 5 in all the components thereof respectively consist of a bioresorbable material so that 10 subsequent explantation thereof is unnecessary. In that respect, the fixing body comprises a polylactide. In the variant shown in Figure 5 the material in the region of the leg 21 is reinforced by a tension-resistant, bioresorbable fiber cloth. Bioresorbable polyglactide is used in this case, which is also employed for surgical suture materials.

15 The invention is not limited in the implementation thereof to the preferred embodiments set forth hereinbefore. On the contrary a number of variants which make use of the illustrated structure, even in design configurations of a basically different nature, is also possible.

## CLAIMS

1. A fixing element for fixing a first bone fragment (5.1), in particular a bone fragment in ankle joint fractures, to an associated second bone fragment (5.2), which includes an elongate spreading body (2; 2'; 2") and an elongate fixing body (1; 1'; 1") which can be introduced into aligned bores (4, 6; 4', 6'; 4", 6") in the bone fragments (5.1, 5.2) and which has a proximal first portion (1.1; 1.1'; 1.1") which is to be introduced into the first bone fragment (5.1), a distal second portion (1.2; 1.2'; 1.2") which adjoins the first portion and which is to be introduced into the second bone fragment (5.2), and a cavity (3; 3'; 3") which extends substantially over its length, characterised in that the fixing body (1; 1'; 1") is adapted to be introduced completely into the bores (4, 6; 4', 6'; 4", 6"), it can be spread open transversely with respect to its longitudinal direction by a wedge action at least in the region of its two ends for connection to the respective bone fragment (5.1, 5.2) by proximal introduction of the spreading body (2; 2'; 2") into the cavity (3; 3'; 3") and after substantially complete introduction of the spreading body (2; 2'; 2") into the cavity (3; 3'; 3") it is of a greater dimension transversely with respect to its longitudinal direction at the distal end of the second portion (1.2; 1.2'; 1.2") than at the proximal end of the second portion (1.2; 1.2'; 1.2").
2. A fixing element as set forth in claim 1 characterised in that the fixing body (1; 1'; 1") comprises at least two body portions (9, 10) which adjoin each other in the peripheral direction and which are connected together movably sufficiently for spreading open.
3. A fixing element as set forth in claim 1 or claim 2 characterised in that the operative surfaces of the fixing body (1; 1'; 1") and the spreading body (2; 2'; 2"), which co-operate for spreading open the fixing body (1; 1'; 1"), are of such a configuration that spreading of the second portion (1.2; 1.2'; 1.2") begins at the distal end of the second portion (1.2; 1.2'; 1.2").

4. A fixing element as set forth in claim 3 characterised in that the co-operating operative surfaces of the fixing body (1; 1'; 1'') and the spreading body (2; 2'; 2'') are of such a configuration that at least one first part (17) of the first portion (1.1; 1.1'; 1.1'') is spread open before the second portion (1.2; 1.2'; 1.2'') is spread open.

5. A fixing element as set forth in claim 4 characterised in that the first part (17) is arranged in the region of the proximal end of the first portion (1.1).

6. A fixing element as set forth in one of the preceding claims characterised in that the first portion (1.1'') is pivotably connected at its distal end by way of at least one leg element (21) to the proximal end of the second portion (1.2''), wherein

the fixing body (1'') and the spreading body (2'') are of such a configuration that upon introduction of the spreading body (2'') the distal end of the first portion (1.1'') or the proximal end of the second portion is substantially completely spread open before in succession in a first step a part of the second portion (1.2) or the first portion is spread open and in a second step the proximal end of the second portion (1.2'') or the distal end of the first portion is spread open, and

the leg element (21) is of such a configuration and arrangement that the longitudinal spacing between the first and second portions (1.1'', 1.2'') is reduced during the second step.

7. A fixing element as set forth in one of the preceding claims characterised in that after the spreading body (2) is introduced into the cavity (3) the fixing body (1) is of a larger dimension transversely with respect to its longitudinal direction at the proximal end of the first portion (1.1) than at the distal end of the first portion (1.2).

8. A fixing element as set forth in one of the preceding claims characterised in that the fixing body (1; 1'; 1") is adapted to be spread open substantially over its entire length.

9. A fixing element as set forth in one of the preceding claims characterised in that in the non-spread condition the first portion (1.1'; 1.1") is of a greater dimension transversely with respect to its longitudinal direction than the second portion (1.2'; 1.2").

10. A fixing element as set forth in one of the preceding claims characterised in that projections (8) intended to penetrate into the bone (5) are provided at the surface of the fixing body (1; 1'; 1") which is towards the bone (5).

11. A fixing element as set forth in one of the preceding claims characterised in that at least the fixing body (1; 1'; 1") comprises a bioresorbable material.

12. A fixing element as set forth in claim 11 characterised in that the fixing body (1; 1'; 1") comprises a polylactide which is reinforced in regions involving a tensile loading by tension-resistant, in particular bioresorbable fibers and/or fiber cloth.

### Abstract

A fixing element for fixing a first bone fragment (5.1), in particular a bone fragment in ankle joint fractures, to an associated second bone fragment (5.2), which includes an elongate spreading body (2) and an elongate fixing body (1) which can be introduced into aligned bores (4, 6) in the bone fragments (5.1, 5.2) and which has a proximal first portion (1.1) which is to be introduced into the first bone fragment (5.1), a distal second portion (1.2) which adjoins the first portion and which is to be introduced into the second bone fragment (5.2), and a cavity (3) which extends substantially over its length, wherein the fixing body (1) is adapted to be introduced completely into the bores (4, 6), it can be spread open transversely with respect to its longitudinal direction by a wedge action at least in the region of its two ends for connection to the respective bone fragment (5.1, 5.2) by proximal introduction of the spreading body (2) into the cavity (3) and after introduction of the spreading body (2) it is of a larger transverse dimension at the distal end of the second portion (1.2) than at the proximal end thereof.

# Eisenführ, Speiser & Partner

**Berlin**  
Patentanwälte  
European Patent Attorneys  
Dipl.-Ing. Henning Christiansen  
Dipl.-Ing. Joachim von Oppen\*  
Dipl.-Ing. Jutta Kaden  
\*nur Patentanwalt  
  
Pacelliallee 43/45  
D-14195 Berlin  
Tel. +49-(0)30-841 8870  
Fax +49-(0)30-8418 8777  
mail@eisenfuhr.com

**Bremen**  
Patentanwälte  
European Patent Attorneys  
Dipl.-Ing. Günther Eisenführ  
Dipl.-Ing. Dieter K. Speiser  
Dr.-Ing. Werner W. Rabus  
Dipl.-Ing. Jürgen Brügge  
Dipl.-Ing. Jürgen Klinghardt  
Dipl.-Ing. Klaus G. Göken  
Jochen Ehlers  
Patentanwalt  
Dipl.-Ing. Mark Andres

Rechtsanwälte  
Ulrich H. Sander  
Sabine Richter

**Hamburg**  
Patentanwalt  
Dipl.-Phys. Frank Meier

Rechtsanwälte  
Christian Spintig  
Rainer Böhm

**München**  
Patentanwälte  
European Patent Attorneys  
Dipl.-Wirtsch.-Ing. Rainer Fritsche  
Lbm.-Chem. Gabriele Leißler-Gerstl  
Patentanwalt  
Dipl.-Chem. Dr. Peter Schuler

**Alicante**  
European Trademark Attorney  
Dipl.-Ing. Jürgen Klinghardt

Berlin, den 20. Juli 1999

Unser Zeichen: LB8048 JVO/js

Anmelder/Inhaber: LOB, Helke

Amtsaktenzeichen: Neu anmeldung

Helke Lob  
Ehrwalder Straße 82, D-81377 München

## Fixationselement für Knochenfragmente

Die Erfindung betrifft ein Fixationselement gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Bei überlastungsbedingten Frakturen stellt sich häufig das Problem, daß relativ kleine, exponierte Knochenbereiche vom restlichen Knochen abgetrennt werden. So stellen beispielsweise Knöchelfrakturen die häufigste Bruchverletzung der unteren Extremität dar. Hierbei wird durch Überlastung im Bereich des oberen Sprunggelenkes der Innenknöchel von der Tibia und/oder der Außenknöchel von der Fibula abgetrennt. Um die Funktion des Sprunggelenkes wiederherzustellen, müssen die Knöchelfragmente bis zur Heilung des Bruches an dem zugehörigen Knochenfragment fixiert werden. Hierzu werden noch häufig Knochenschrauben und dergleichen verwendet. Da zur ausreichenden Stabilisierung der Knochenfragmente jedoch aufgrund der Schlankheit der Knochenschrauben meist besonders lange und/oder mehrere Knochenschrauben erforderlich sind, gewinnen die einfacher und schneller zu implantierenden gattungsgemäßen Fixationselemente zunehmend an Bedeutung.

Aus der europäischen Patentanmeldung EP 0 409 364 A2 ist ein gattungsgemäßes Fixationselement bekannt, bei dem der Fixationskörper an seinem proximalen, d. h. dem Operateur zugewandten Ende einen Absatz aufweist, der ein Einführen des Fixationskörpers in die Aufnahmebohrungen in den Knochenfragmenten nur bis zu einer bestimmten Tiefe ermöglicht. Der Fixationskörper, der im Ausgangszustand einen konischen Grundkörper mit auf diesem angeordneten Verankerungselementen aufweist, wird durch Einschlagen des Spreizkörpers insbesondere an seinem distalen Ende so weit aufgespreizt, daß der Grundkörper im wesentlichen zylindrische Kontur annimmt. Die Verankerungselemente der aufgespreizten Bereiche dringen dabei in den umliegenden Knochen ein und dienen somit der zusätzlichen Fixierung.

Dieses Fixationselement weist jedoch den Nachteil auf, daß es aufgrund des Absatzes am proximalen Ende nur für die Fixation von Knochenfragmenten bis hin zu einer bestimmten maximalen Abmessung in Längsrichtung des Fixationskörpers geeignet ist. Wird diese maximale Abmessung überschritten, ist keine ausreichende Fixierung des ersten Knochenfragmentes am zweiten Knochenfragment mehr sichergestellt. Da das distale Ende des Fixationskörpers der Spongiosa aufgespreizt wird, die in der Regel geringe Festigkeit aufweist, kann es bei entsprechend geringer Eindringtiefe oder lokal herabgesetzter Festigkeit des Knochengewebes aus dem zweiten Knochenfragment ausreißen. Gerade eine lokal herabgesetzter Festigkeit des Knochengewebes ist während der Operation nur schwer festzustellen, so daß es bei im Normalfall möglicherweise noch ausreichender Eindringtiefe dennoch zum Ausreißen kommen kann.

Fehlt der Absatz am proximalen Ende des Fixationskörpers, so kann der Fixationskörper zwar unabhängig von der Abmessung des ersten Knochenfragmentes ausreichend weit in das zweite Knochenfragment eindringen. Da der Spreizkörper am proximalen Ende einen geringeren Durchmesser als der Hohlraum aufweist, erfolgt unmittelbar am proximalen Ende keine Aufweitung des Fixationskörpers. Die Aufweitung des Fixationskörpers nimmt vielmehr langsam in Richtung des distalen Endes hin zu, so daß mit Fehlen des Absatzes gerade die sichere Fixation relativ dünner erster Knochenfragmente nicht gewährleistet ist.

Das bekannte Fixationselement eignet sich somit in seinen jeweiligen Ausführungen nur bedingt für die Fixation von Knochenfragmenten unterschiedlichster Abmessungen, so daß in der Praxis teurer Satz von Fixationselementen mit einer Vielzahl unterschiedlicher Abmessungen für den jeweiligen Anwendungsfall

erforderlich ist.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, ein gattungsgemäßes Fixationselement zur Verfügung zu stellen, das die genannten Nachteile nicht oder zumindest in geringerem Maße aufweist, und das insbesondere flexibel einsetzbar ist und eine zuverlässige Fixierung gewährleistet.

Die Aufgabe wird, ausgehend von einem Fixationselement gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1, durch die im kennzeichnenden Teil des Anspruchs 1 angegebenen Merkmale gelöst.

Die Erfindung schließt die technische Lehre ein, daß man einen flexibel einsetzbaren Fixationselement erhält, wenn der Fixationskörper vollständig in die Bohrungen einführbar ausgebildet ist und durch proximales Einführen des Spreizkörpers in den Hohlraum quer zu seiner Längsrichtung durch Keilwirkung wenigstens im Bereich seiner beiden Enden zur Verbindung mit dem jeweiligen Knochenfragment aufspreizbar ist. Hierdurch ist zum einen sichergestellt, daß der Fixationskörper unabhängig von der Dicke des ersten Knochenfragmentes in eine Position gebracht werden kann, in welcher er der zweite Abschnitt des Fixationskörpers ausreichend tief in das zweite Knochenfragment eingeführt ist, um eine in jedem Fall ausreichende Fixierung des ersten Knochenfragmentes sicherzustellen. Das Aufspreizen des Fixationskörpers im Bereich seines proximalen Endes stellt dabei sicher, daß auch bei besonders dünnen ersten Knochenfragmenten eine zuverlässige Fixierung mit dem erfindungsgemäßem Fixationselement gewährleistet ist.

Die zuverlässige Fixation wird weiterhin dadurch erzielt, daß der Fixationskörper im aufgespreizten Zustand, d. h. nach im wesentlichen vollständigen Einführen des Spreizkörpers in den Hohlraum, am distalen Ende des zweiten Abschnittes eine größere Abmessung quer zu seiner Längsrichtung aufweist als am proximalen Ende des zweiten Abschnittes. Der Fixationskörper ist somit in dem zweiten Knochenfragment, in dem er in der Regel von Spongiosa geringerer Festigkeit umgeben ist, an seinem distalen Ende konisch oder glockenartig aufgeweitet, wodurch eine großflächiger Formschluß erzielt wird. Dieser gewährleistet die sichere Verankerung auch bei möglicherweise herabgesetzter Festigkeit des umliegenden Knochenmaterials, indem er die Verankerungslasten gleichmäßig in ein größeres Knochenvolumen einleitet. Ein Ausreißen des Fixationskörpers aus dem zweiten Knochenfragment ist damit wirkungsvoll vermieden.

Die Gestaltung der für das Aufspreizen des Fixationskörpers verantwortlichen Wirkflächen im Bereich des Hohlraumes und am Spreizelement kann in vielfacher bekannter Weise erfolgen. So ist es für das konische bzw. glockenartige Aufweiten des zweiten Abschnittes des Fixationskörpers lediglich erforderlich, daß die Querabmessung des Hohlraumes zum distalen Ende hin abnimmt. Die Querabmessung des Spreizelements kann dabei zum distalen Ende hin konstant bleiben oder ebenfalls abnehmen, wobei die Abnahme je Längeneinheit dann allerdings geringer sein muß als die Abnahme der Querabmessung des Hohlraumes zum distalen Ende hin.

Der Fixationskörper kann aus einem einzigen Körper bestehen, der zum erleichterten Aufspreizen in den aufzuspreizenden Bereichen mit jeweils einem oder vorzugsweise mehreren Längsschlitzten oder dergleichen versehen ist. Sind mehrere dieser Längsschlitzte vorgesehen, wird durch die in Umfangsrichtung variierende Aufspreizung zusätzlich eine Verdrehssicherung um die Längsachse des Fixationselementes erzielt. Vorzugsweise besteht der Fixationskörper aus wenigstens zwei in Umfangsrichtung aneinander anschließenden Teilkörpern, die zum Aufspreizen ausreichend beweglich miteinander verbunden sind. Die Verbindung muß dabei lediglich so fest sein, daß die Teilkörper beim Einführen in die Bohrungen und beim Einführen des Spreizelementes in den Hohlraum zumindest so lange in Längs- und Umfangsrichtung relativ zueinander gehalten werden, bis Spreizelement und Bohrungswand diese Funktion beim Aufspreizen übernehmen. Auch hier wird durch die in Umfangsrichtung variierende Aufspreizung zusätzlich eine Verdrehssicherung um die Längsachse des Fixationselementes erzielt.

Die Verbindung der Teilkörper kann über entsprechend dünne stegartige Überbrückungsbereiche erfolgen, die an den Teilkörpern angeschlossen sind und beim Aufspreizen entsprechend leicht aufgedehnt, aufgefaltet oder aufgerissen werden. Es ist jedoch auch möglich, an den Teilkörpern jeweils Führungselemente vorzusehen, die mit den entsprechenden Führungselementen des angrenzenden Teilkörpers zusammenwirken und so die Teilkörper in Längs- und Umfangsrichtung relativ zueinander halten. So können beispielsweise Vorsprünge mit einer oder mehreren im wesentlichen tangential verlaufenden Führungsfächlen an einem Teilkörper mit entsprechend ausgebildeten Führungsnuten am angrenzenden Teilkörper zusammenwirken.

Bei bevorzugten Ausführungen der Erfindung sind die zum Aufspreizen des Fixationskörpers zusammenwirkenden Wirkflächen des Fixationskörpers und des

Spreizkörpers derart ausgebildet, daß das Aufspreizen des zweiten Abschnittes am distalen Ende des zweiten Abschnittes beginnt. Hierdurch ist sichergestellt, daß beim Aufspreizen im zweiten Abschnitt eine möglichst gleichmäßige Spannungsverteilung erzielt wird und somit lokale Spannungsspitzen sowohl im Fixationskörper als auch im Knochen im wesentlichen vermieden werden.

Die Gestaltung der für das Aufspreizen des Fixationskörpers verantwortlichen Wirkflächen im Bereich des Hohlraumes und am Spreizelement kann hierzu in vielfacher bekannter Weise erfolgen. So ist es für das am distalen Ende beginnende konische bzw. glockenartige Aufweiten des zweiten Abschnittes des Fixationskörpers lediglich erforderlich, daß die Querabmessungen des Hohlraumes und des Spreizkörpers zum distalen Ende hin abnehmen, wobei die Querabmessung des Hohlraumes und des Spreizkörpers einander am distalen Ende im wesentlichen entsprechen und die Abnahme der Querabmessung des Spreizkörpers je Längeneinheit geringer sein muß als die Abnahme der Querabmessung des Hohlraumes zum distalen Ende hin.

Hierbei ist es besonders vorteilhaft, wenn die Wirkflächen derart ausgebildet sind, daß wenigstens ein erster Teilabschnitt des ersten Abschnitts vor dem Aufspreizen des zweiten Abschnittes aufgespreizt ist. Hierdurch wird die Verkürzung des zweiten Abschnittes infolge dessen am distalen Ende beginnender konischer oder glockenförmiger Aufspreizung über den bereits aufgespreizten ersten Teilabschnitt des ersten Abschnitts auf das erste Knochenfragment übertragen, so daß dieses in für die Heilung vorteilhafter Weise gegen das zweite Knochenfragment gedrückt wird. Weiter vorzugsweise ist dabei der erste Teilabschnitt im Bereich des proximalen Endes des ersten Abschnitts angeordnet, damit dieser Vorteil auch im Falle eines dünnen ersten Knochenfragments genutzt werden kann.

Bei besonders günstigen Weiterbildungen des erfindungsgemäßen Fixationselementes ist der erste Abschnitt an seinem distalen Ende über wenigstens ein Stegelement mit dem proximalen Ende des zweiten Abschnitts schwenkbar verbunden. Dabei sind der Fixationskörper und der Spreizkörper derart ausgebildet, daß bei Einführen des Spreizkörpers das distale Ende des ersten Abschnitts im wesentlichen vollständig aufgespreizt ist, bevor aufeinanderfolgend in einem ersten Schritt ein Teilabschnitt des zweiten Abschnitts und in einem zweiten Schritt das proximale Ende des zweiten Abschnitts aufgespreizt werden. Alternativ können der Fixationskörper und der Spreizkörper derart ausgebildet sein, daß bei Einführen des Spreizkörpers das proximale Ende des zweiten Abschnitts im wesentlichen

vollständig aufgespreizt ist, bevor aufeinanderfolgend in einem ersten Schritt ein Teilabschnitt des ersten Abschnitts und in einem zweiten Schritt das distale Ende des ersten Abschnitts aufgespreizt werden. Zudem ist das Stegelement derart ausgebildet und angeordnet, daß sich der Längsabstand zwischen dem ersten und zweiten Abschnitt während des zweiten Schrittes verkürzt.

Hierdurch wird in einfacher Weise erreicht, daß die Verkürzung des Längsabstandes zwischen dem ersten und zweiten Abschnitt über die bei Einsetzen der Verkürzung bereits durch Aufspreizen mit dem jeweiligen Knochenfragment verbundenen Bereiche des ersten bzw. zweiten Abschnittes auf das erste und zweite Knochenfragment übertragen werden. Hierdurch werden die Knochenfragmente nicht nur fest zueinander fixiert, sondern auch in für die Heilung vorteilhafter Weise aufeinandergepreßt.

Das bzw. die Stegelemente können dabei in einfacher Weise so an den beiden Abschnitten angeordnet sein, daß ihr Neigungswinkel zur Längsachse des Fixationskörpers während des zweiten Schrittes zunimmt, woraus sich dann unmittelbar eine entsprechende Verkürzung des Längsabstandes zwischen dem ersten und zweiten Abschnitt ergibt.

Bei vorteilhaften Varianten der Erfindung weist der Fixationskörper nach Einführen des Spreizkörpers in den Hohlraum am proximalen Ende des ersten Abschnittes eine größere Abmessung quer zu seiner Längsrichtung auf als am distalen Ende des ersten Abschnittes. Die hiermit erzielte konische oder glockenförmige Aufweitung am proximalen Ende des Fixationskörpers begünstigt in der schon oben für das distale Ende beschriebenen Weise die schonende Lasteinleitung in das Knochengewebe des betreffenden Knochenfragments.

Günstige Varianten des erfindungsgemäßen Fixationselementes zeichnen sich dadurch aus, daß der Fixationskörper im wesentlichen über seine gesamte Länge aufspreizbar ausgebildet ist. Hierdurch ist eine adäquat verteilte, den Festigkeitsverhältnissen des Knochenmaterials angepaßte Lasteinleitung in das Knochengewebe sichergestellt.

Bei besonders günstigen Varianten des erfindungsgemäßen Fixationselementes weist der erste Abschnitt im nicht aufgespreizten Zustand eine größere Abmessung quer zu seiner Längsrichtung auf als der zweite Abschnitt. Hierbei ist die optimale Positionierung des Fixationskörpers in einfacher und zuverlässiger Weise gewähr-

leistet, indem das zweite Knochenfragment bei der Vorbereitung mit einem entsprechend kleineren Durchmesser aufgebohrt wird als das erste Knochenfragment. Der dadurch entstehende Absatz im Bereich des Bruchspalts bildet dann einen Anschlag für den Fixationskörper, der somit ohne weitere Hilfsmittel unabhängig von der Dicke des ersten Knochenfragmentes mit der optimalen Eindringtiefe in das zweite Knochenfragment eingeführt werden kann.

Das erfindungsgemäße Fixationselement weist zur optimalen Fixierung im Knochengewebe vorzugsweise an der dem Knochen zugewandten Oberfläche des Fixationskörpers Vorsprünge auf, die zum Eindringen in den Knochen vorgesehen sind. Diese Vorsprünge können in vielfacher bekannter Weise ausgebildet sein. Sie können beispielsweise sowohl in Längsrichtung als auch alternativ oder zusätzlich in Umfangsrichtung zahn- oder dornartig oder in anderer Weise ausgebildet sein, um ein widerhakenartiges Einkrallen in das Knochengewebe zu erzielen. Dabei können sie z. B. in Ringen oder gewindeartig am Umfang des Fixationskörpers umlaufend angeordnet sein.

Es versteht sich, daß die Bestandteile des erfindungsgemäßen Fixationselementes aus biokompatiblen Materialien bestehen. Bei besonders vorteilhaften Varianten des erfindungsgemäßen Fixationselementes ist vorgesehen, daß wenigstens der Fixationskörper aus einem bioresorbierbaren Material besteht, so daß sich dessen späteres Explantieren erübrigt. Vorzugsweise sind natürlich sämtliche Bestandteile des Fixationselementes aus derartigen bioresorbierbaren Materialien aufgebaut, um ein späteres Explantieren einzelner Bestandteile vollends zu vermeiden. Dies kann sich natürlich auch durch die Verwendung langzeitbiokompatibler Werkstoffe, beispielsweise für den Spreizkörper, erübrigen. Als Werkstoffe können alle biokompatiblen oder bioresorbierbaren Werkstoffe mit für die Fixation ausreichender Zeitstandfestigkeit verwendet werden, der Fixationskörper besteht vorzugsweise aus einem Polylactid. Dieses ist weiter vorzugsweise in Bereichen mit erhöhter Zugbeanspruchung durch zugfeste, insbesondere bioresorbierbare, Fasern und/oder Fasergewebe verstärkt. Hierbei können beispielsweise zugfeste Werkstoffe verwendet werden, wie sie für chirurgische Nahtmaterialien Anwendung finden. Ein Beispiel hierfür ist das bioresorbierbare Polyglactid.

Andere vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet bzw. werden nachstehend zusammen mit der Beschreibung bevorzugter Ausführungen der Erfindung anhand der Figuren näher dargestellt. Es zeigen:

Figur 1 ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Fixationselementes im aufgespreizten Zustand;

Figur 2 einen Schnitt entlang Linie II-II aus Figur 1;

Figur 3 einen Axialschnitt durch die Ausführung aus Figur 1 im teilweise aufgespreizten Zustand;

Figur 4 ein weiteres Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Fixationselementes im aufgespreizten Zustand;

Figur 5 einen Axialschnitt durch die ein anderes Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Fixationselementes im teilweise aufgespreizten Zustand.

Figur 1 zeigt eine Ausführung des erfindungsgemäßen Fixationselementes mit einem langgestreckten Fixationskörper 1 und einem Spreizkörper 2, der in den sich über die gesamte Länge des Fixationskörpers 1 erstreckenden Hohlraum 3 eingeführt wurde. Der Fixationskörper 1 sitzt mit seinem proximalen, ersten Abschnitt 1.1 in einer Bohrung 4 im ersten Fragment 4.1 des Knochens 4 und mit seinem distalen, zweiten Abschnitt 1.2 in der mit der Bohrung 4 fluchtenden Bohrung 6 im zweiten Fragment 4.2 des Knochens 4. Im gezeigten Beispiel handelt es sich bei dem Knochen 4 um die Tibia im Bereich des oberen Sprunggelenkes, von der im Bereich des Innenknöchels infolge eines Bruches 7 das erste Knochenfragment 4.1 abgetrennt wurde.

Um das erste Knochenfragment 1.1 am zweiten Knochenfragment 1.2 zu fixieren wurde der Fixationskörper zunächst in die reponierten Knochenfragmente 1.1 und 1.2 vollständig bis zur gezeigten Tiefe in die Bohrungen 4 und 6 eingeführt und dann durch Einführen des Spreizkörpers 2 in den Hohlraum 3 durch Keilwirkung über seine gesamte Länge aufgespreizt, wodurch Teile des Fixationskörpers in den umliegenden Knochen 4 eindringen. Hierdurch wird eine feste Verbindung mit den beiden Knochenfragmenten 1.1 und 1.2 und damit die Fixierung der Knochenfragmente 1.1 und 1.2 zueinander erzielt.

Der Spreizkörper 2 und der Hohlraum 3 des Fixationskörpers 1 sind so aufeinander abgestimmt, daß der Fixationskörper 1 am distalen Ende des zweiten Abschnittes 1.2 weiter aufgespreizt ist als am proximalen Ende des zweiten Abschnittes. Das

zweiten Knochenfragment 4.2 besteht im Bereich der Bohrung 6 aus spongiösem Knochengewebe, das relativ geringe lokale Festigkeit aufweist. Durch das weitere Aufspreizen am distalen Ende des zweiten Abschnittes 1.2 als am proximalen Ende wird ein Formschluß zwischen Knochen 4 mit einer relativ großen Kontaktfläche erzielt. Diese große Kontaktfläche stellt sicher, daß die Fixationslasten, die über die Kontaktfläche verteilt in den umliegenden Knochen eingeleitet werden, nicht zu lokalen Spannungen im Knochen führen, welche die lokale Festigkeit des Knochens übersteigen und somit zum Lockern der Verbindung bis hin zum Ausreißen bzw. Ausbrechen des Fixationselementes führen können. Hierdurch ergibt sich ein besonders guter, zuverlässiger Halt des Fixationselementes im zweiten Knochenfragment 4.2.

Auch das proximale Ende des ersten Abschnittes 1.1 ist im gezeigten Beispiel weiter aufgespreizt als dessen distales Ende. Hierdurch wird auch bei der Verbindung des Fixationselementes mit dem ersten Knochenfragment 1.1 der eben beschriebene Effekt der gleichmäßigen Lasteinleitung in den Knochen 4 genutzt. Dies ist insbesondere vorteilhaft, wenn es sich bei dem ersten Knochenfragment um ein Fragment handelt, dessen Dicke wie im gezeigten Beispiel die Länge des ersten Abschnittes des Fixationskörpers deutlich übersteigt und damit auch der erste Abschnitt des Fixationskörpers im wesentlichen von Spongiosa geringerer Festigkeit umgeben ist. Es versteht sich jedoch, daß bei langen Ausführungen des Fixationselementes das proximale Ende des ersten Abschnitts auch weniger weit aufgespreizt sein kann, wenn im dieses in der Regel im Bereich der festeren Kortikalis 5.3 liegt.

Der Fixationskörper 1 ist an seinem Umfang mit zahnartigen, im nicht expandierten Zustand ringförmig umlaufenden Vorsprüngen 8 versehen, die beim Aufspreizen in das umgebende Knochengewebe eindringen und eine zusätzliche Fixierung des Fixationskörpers 1 in Axialrichtung bewirken. Es versteht sich, daß diese Vorsprünge bei anderen Varianten der Erfindung auch anders ausgebildet und angeordnet sein können. Um ihren Zweck zu erfüllen, müssen sie lediglich so ausgebildet sein, daß sie in das umliegende Knochengewebe eindringen und mit diesem dann einen Formschluß in Axialrichtung des Fixationskörpers bilden. Es versteht sich weiterhin, daß diese Vorsprünge bei anderen Varianten der Erfindung auch gänzlich fehlen können. Bei diesen Varianten wird dann die Verbindung zwischen Knochen und Fixationselement durch den bei unterschiedlich weiter Aufspreizung an einem oder beiden Enden und der Mitte des Fixationselementes erzielten Formschluß mit dem Knochen und/oder den Kraftschluß zwischen Knochen

und Fixationskörper erzielt.

Wie den Figuren 1 und 2 zu entnehmen ist, besteht der Fixationskörper 1 in gezeigten Beispiel aus zwei in Umfangsrichtung aneinander anschließenden, im - in den Figuren nicht dargestellten - nicht aufgespreizten Zustand etwa halbzyndrischen Teilkörpern 9 und 10. Diese sind zum ungestörten Aufspreizen des Fixationskörpers 1 in Radialrichtung über in Führungsnoten 11 des jeweils anderen Teilkörpers 9 bzw. 10 eingreifende Führungsnasen 12 miteinander verbunden. Die Führungsnasen 12 erstrecken sich dabei in Umfangsrichtung und weisen Führungsflächen 13.1, 13.2 auf, die mit entsprechenden Führungsflächen 14.1, 14.2 der Führungsnoten 11 zusammenwirken. Die Führungsflächen 13.1 und 14.1 fixieren dabei die Teilkörper 9 und 10 quer zur Aufspreizrichtung zueinander, während die Führungsflächen 13.2 und 14.2 die Fixierung in Längsrichtung übernehmen. Hierdurch kann der Fixationskörper 1 problemlos im nicht expandierten Zustand in die Bohrungen 4 und 6 eingeführt werden und wird dann definiert aufgespreizt, ohne daß sich die Teilkörper 9, 10 in Längsrichtung zueinander verschieben können. Die Fixierung muß dabei selbstverständlich nur so lange bestehen, bis ein ungewolltes Verschieben der Teilkörper 9, 10 zueinander durch die in den umliegenden Knochen 4 eindringenden Bereiche der Teilkörper 9, 10 ohnehin verhindert wird.

Es versteht sich jedoch, daß der Fixationskörper bei anderen Varianten des erfindungsgemäßen Fixationselementes auch anders aufgebaut sein kann. So kann er beispielsweise auch aus mehr als zwei Teilkörpern aufgebaut sein. Die Teilkörper können weiterhin auch über entsprechende Stege oder dergleichen einstückig miteinander verbunden sein, wobei die Stege dann das Aufspreizen nicht über Gebühr behindern dürfen. Hierzu können sie so ausgebildet sein, daß sie sich beim Aufspreizen entsprechend dehnen oder auffalten oder aber auch aufreißen. Es versteht sich jedoch auch, daß der Fixationskörper einstückig mit entsprechenden das Aufspreizen ermöglichen Längsschlitten oder dergleichen ausgebildet sein kann. Weiterhin versteht es sich, daß auch die Außenkontur des Fixationskörpers nicht notwendigerweise zylindrisch sein muß. Sie kann beispielsweise auch prismenartig mit beliebiger, z. B. polygonartiger Grundfläche gestaltet sein.

Wie Figur 2 weiterhin zu entnehmen ist, weist der Spreizkörper 2 einen rechteckförmigen Querschnitt auf, der mit entsprechend geformten, den Hohlraum 3 des Fixationskörpers 1 begrenzenden Wirkflächen 15 zusammenwirkt. Es versteht sich allerdings, daß der Spreizkörper bei anderen Varianten auch einen anderen Querschnitt aufweisen kann. So ist beispielsweise ein kreis-, ellipsen- oder

polygonförmiger Querschnitt möglich, der dann mit einer entsprechend geformten, den Hohlraum bildenden Nut in dem jeweiligen Teilkörper zusammenwirkt.

Figur 3 zeigt einen Halbschnitt in Längsrichtung durch die Ausführung aus Figur 1 im teilweise aufgespreizten Zustand. Wie Figur 3 zu entnehmen ist, nimmt die Querabmessung des Hohlraumes 3 von etwa der Mitte des Fixationskörpers 1 zu dessen Enden hin jeweils kontinuierlich ab. Die Querabmessung des Spreizkörpers 2 nimmt demgegenüber in zwei Stufen 2.1 und 2.2 zum distalen Ende hin ab.

Der Spreizkörper 2 weist dabei an seinem vorlaufenden, distalen Ende eine Querabmessung auf, die im nicht aufgespreizten Zustand etwa der Querabmessung der den Hohlraumes 3 begrenzenden Wirkfläche 15.2 am distalen Ende des zweiten Abschnittes 1.2 entspricht. Weiterhin nimmt die Querabmessung des Hohlraumes 3 vom distalen Ende des zweiten Abschnittes 1.2 nach proximal je Längeneinheit stärker zu als die Querabmessung der zweiten Stufe 2.2 des Spreizkörpers 2 von dessen distalem Ende her. Hierdurch wird erreicht, daß das Aufspreizen des zweiten Abschnittes 1.2 des Fixationskörpers 1 von dessen distalem Ende her beginnt. Dies bewirkt, daß beim Aufspreizen im zweiten Abschnitt eine möglichst gleichmäßige Spannungsverteilung erzielt wird und somit lokale Spannungsspitzen sowohl im Fixationskörper als auch im Knochen im wesentlichen vermieden werden.

Der Spreizkörper 2 weist weiterhin am distalen Ende der ersten Stufe 2.1 eine Querabmessung auf, die im nicht aufgespreizten Zustand - wie in Figur 3 durch die strichpunktiierte Kontur 16 angedeutet - etwa der Querabmessung der den Hohlraum 3 begrenzenden Wirkfläche 15.1 am proximalen Ende des ersten Abschnittes 1.1 entspricht. Weiterhin ist der Längsabstand zwischen dem distalen Ende der ersten Stufe 2.1 und dem distalen Ende der zweiten Stufe 2.2 geringer als der Längsabstand zwischen dem distalen Ende des zweiten Abschnittes 1.2 und dem proximalen Ende des ersten Abschnitts 1.1. Hierdurch wird erreicht, daß der am proximalen Ende gelegene erste Teilabschnitt 16 des ersten Abschnitts 1.1 vor dem Aufspreizen des zweiten Abschnittes 1.2 aufgespreizt wird. Mit anderen Worten ist der Fixationskörper 1 bereits an seinem proximalen Ende im ersten Knochenfragment 5.1 verankert, bevor die Verankerung im zweiten Knochenfragment 5.2 erfolgt.

Durch die ungleichmäßige Aufspreizung verkürzt sich der Fixationskörper 1 - wie in Figur 3 durch die strichzweipunktierte Kontur 18 angedeutet - in seiner Längsrichtung. Die Verkürzung des zweiten Abschnittes 1.2 infolge dessen am

distalen Ende beginnender Aufspreizung wird über den bereits aufgespreizten ersten Teilabschnitt 16 des ersten Abschnitts auf das erste Knochenfragment 5.1 übertragen, so daß dieses in für die Heilung vorteilhafter Weise gegen das zweite Knochenfragment 5.2 gedrückt wird.

Wie in Figur 1 und 3 durch die Kontur 19 angedeutet, kann in den Grund der Bohrung 6 vor Einführen des Fixationskörpers 1 eine entsprechend lange Distanzhülse eingebracht werden, die beim Einführen des Spreizkörpers 2 in den Hohlraum 3 zumindest so lange ein Verschieben des Fixationskörpers 1 nach distal verhindert, bis der Fixationskörper 1 infolge des Aufspreizens ausreichend im umliegenden Knochen 5 verankert ist. Es versteht sich, daß hierfür auch andere Hilfsmittel verwendet werden können bzw. sich solche Hilfsmittel erübrigen, wenn die bis zur Verankerung des Fixationskörpers 1 infolge des Aufspreizens im umliegenden Knochen 5 auftretenden Längskräfte die zur Verschiebung des Fixationskörpers 1 im jeweiligen Aufspreizzustand nicht überschreiten.

An seinem proximalen Ende weist der Spreizkörper 2 weiterhin einen Vorsprung 2.3 auf, der das weitere Einführen des Spreizkörpers 2 in den Fixationskörper 1 bei Erreichen einer vorgegebenen Endlage verhindert und somit bei jeder Anwendung ein genau definiertes Aufspreizen sicherstellt.

Figur 4 zeigt eine weitere bevorzugte Ausführung des erfindungsgemäßen Fixationselementes, das in seinem grundsätzlichen Aufbau der Variante aus Figur 1 entspricht, so daß hier lediglich auf die Unterschiede eingegangen werden soll. Einer dieser Unterschiede besteht darin, daß der erste Abschnitt 1.1' des Fixationskörpers 1' eine größere Querabmessung aufweist als der zweite Abschnitt 1.2' des Fixationskörpers 1'. Dementsprechend ist auch der Durchmesser der Bohrung 4' im ersten Knochenfragment 5.1 entsprechend größer als der Durchmesser der Bohrung 6' im zweiten Knochenfragment 5.2. Der so entstehende Absatz 20 im Bereich des Frakturpaltes 7 dient somit als Anschlag für den Fixationskörper 1' bei dessen Einführen in die Bohrungen 4', 6' im nicht aufgespreizten Zustand. Hierdurch ist in einfacher Weise sichergestellt, daß der Fixationskörper 1' zum einen unabhängig von der Dicke des ersten Knochenfragmentes 5.1 stets in der optimalen Lage zum Bruchspalt 7 angeordnet ist, und daß zum anderen kein Verschieben des Fixationskörpers 1' aus dieser optimalen Position durch beim Einführen des Spreizelementes 2' wirkende Längskräfte erfolgen kann.

Der erste Abschnitt 1.1' des Fixationskörpers 1' ist im gezeigten Beispiel gleichmäßig aufgespreizt, während die Aufspreizung im zweiten Abschnitt 1.2' zum distalen Ende hin zunimmt. Der Spreizkörper 2' weist hierzu abgesehen von einem abgeschrägten distalen Ende eine im wesentlichen konstante Querabmessung auf, gleiches gilt für den Hohlraum 3' des ersten Abschnitts 1.1' des Fixationskörpers 1', während die Querabmessung des Hohlraumes 3' im zweiten Abschnitt 1.2' im nicht aufgespreizten Zustand nach distal hin abnimmt. Es versteht sich jedoch, daß bei anderen Varianten der Erfindung das Aufspreizen des Fixationskörpers auch bei ersten und zweiten Abschnitten unterschiedlicher Querabmessungen ähnlich wie bei der Ausführung aus Figur 1 erfolgen kann.

Figur 5 zeigt einen Halbschnitt in Längsrichtung durch eine weitere Ausführung des erfindungsgemäßen Fixationselementes im teilweise aufgespreizten Zustand. Der Aufbau entspricht grundsätzlich der Variante aus Figur 1, so daß hier lediglich auf die Unterschiede eingegangen werden soll.

Bei dieser Variante ist der erste Abschnitt 1.1" über einen in Umfangsrichtung verlaufenden Steg 21 einstückig mit dem zweiten Abschnitt 1.2" des Fixationskörpers 2" verbunden. Im gezeigten Zustand berührt das distale Ende des über seine gesamte Länge kreisförmigen Querschnitt aufweisenden Spreizkörpers 2" gerade die den Hohlraum 3" begrenzende Wirkfläche 15.2", d. h. bei weiterem Vortreiben des Spreizkörpers 2" nach distal beginnt das Aufspreizen des zweiten Abschnitts 1.2" des Fixationskörpers 2". Die zweite Stufe 2.2" des Spreizkörpers 2" und die Wirkfläche 15.2" des zweiten Abschnitts 1.2" sind dabei, wie bereits zu Figur 3 ausführlich beschrieben, so aufeinander abgestimmt, daß das Aufspreizen des zweiten Abschnitts 1.2" in einem ersten Schritt an dessen distalem Ende erfolgt, bevor in einem zweiten Schritt das proximale Ende des zweiten Abschnitts 1.2" aufgespreizt wird. Der erste Abschnitt 1.1" ist im gezeigten Zustand aufgrund des geringen Längsabstandes zwischen der ersten Stufe 2.1" und der zweiten Stufe 2.2" des Spreizkörpers 2" bereits vollständig aufgespreizt.

Der Steg 21 ist dabei so am ersten und zweiten Abschnitt 1.1" und 1.2" angeordnet, daß sein Neigungswinkel zur Längsachse 1.3 des Fixationskörpers während des zweiten Schrittes zunimmt - wie dies in Figur 5 durch die Kontur 22 angedeutet ist. Hieraus ergibt sich eine Verkürzung des Längsabstandes zwischen dem ersten und zweiten Abschnitt 1.1" und 1.2". Die Verkürzung des Längsabstandes zwischen dem ersten und zweiten Abschnitt 1.1" und 1.2" wird über die bei Einsetzen der Verkürzung bereits durch Aufspreizen mit dem jeweiligen

Knochenfragment 5.1 bzw. 5.2 verbundenen Bereiche des ersten bzw. zweiten Abschnittes 1.1" und 1.2" auf das erste und zweite Knochenfragment 5.1 bzw. 5.2 übertragen. Hierbei werden die Knochenfragmente 5.1 und 5.2 aufeinandergepreßt, sofern die resultierende Verkürzung des Längsabstandes zwischen dem ersten und zweiten Abschnitt 1.1" und 1.2" größer ist als der anfängliche Bruchspalt 7 und die Anpreßkraft aus der entsprechenden elastischen Verlängerung des Steges 21 resultiert.

Im gezeigten Beispiel ist wiederum im nicht aufgespreizten Zustand die Querabmessung des ersten Abschnittes 1.1" größer als die Querabmessung des zweiten Abschnittes 1.2", so daß der Fixationskörper 1" definiert ist zum Absatz 20" in die entsprechenden Bohrungen 4" und 6" eingeführt werden kann. In diesem Fall liegt die distale Endfläche 23 des ersten Abschnitts 1.1" am zweiten Knochenfragment 5.2 an. Um sicherzustellen, daß nach dem zweiten Schritt auch tatsächlich das erste und zweite Knochenfragment 5.1 und 5.2 aufeinandergedrückt werden und nicht nur die distale Endfläche 23 des ersten Abschnitts 1.1" gegen das zweite Knochenfragment 5.2 gedrückt wird, ist am ersten Abschnitt 1.1" ein Distanzelement 24 vorgesehen. Dieses Distanzelement erstreckt sich in Axialrichtung in einem Abstand zur Längsachse 1.3, der über dem Durchmesser der Bohrung 6" im zweiten Knochenfragment 5.2 liegt. Das Distanzelement 24 ist dabei so ausgebildet, daß es während des zweiten Schrittes leicht in das zweite Knochenfragment 5.2 eindringen kann. Hierdurch ist gewährleistet, daß nach dem zweiten Schritt tatsächlich auch das erste und zweite Knochenfragment 5.1 und 5.2 aufeinandergedrückt werden.

Im gezeigten Beispiel ist nur ein Distanzelement 24 vorgesehen, es versteht sich jedoch, daß bei anderen Varianten der Erfindung auch mehrere über den Umfang verteilte Distanzelemente bzw. ein als umlaufender Steg ausgebildetes Distanzelement vorgesehen sein können, um insbesondere bei Frakturen, die schräg zur Bohrungssachse verlaufen, die geschilderte Wirkung sicherzustellen.

Die in den Figuren 1, 4 und 5 gezeigten Fixationselemente bestehen in allen Bestandteilen jeweils aus einem bioresorbierbaren Material, so daß sich dessen späteres Explantieren erübrigt. Der Fixationskörper besteht dabei aus einem Polylactid. Bei der Variante aus Figur 5 ist das Material im Bereich der Stegs 21 durch ein zugfestes, bioresorbierbares Fasergewebe verstärkt. Hierbei wird bioresorbierbares Polyglactid verwendet, welches auch sie für chirurgische Nahtmaterialien Anwendung findet.

Die Erfindung beschränkt sich in ihrer Ausführung nicht auf die vorstehend angegebenen bevorzugten Ausführungsbeispiele. Vielmehr ist eine Anzahl von Varianten möglich, welche von der dargestellten Lösung auch bei grundsätzlich anders gearteten Ausführungen Gebrauch macht.

Ansprüche

1. Fixationselement zur Befestigung eines ersten Knochenfragments (5.1), insbesondere eines Knöchelfragments bei Sprunggelenksfrakturen, an einem zugehörigen zweiten Knochenfragment (5.2), das einen langgestreckten Spreizkörper (2; 2'; 2") und einen in fluchtende Bohrungen (4, 6; 4', 6'; 4", 6") in den Knochenfragmenten (5.1, 5.2) einführbaren, langgestreckten Fixationskörper (1; 1'; 1") umfaßt, der einen proximalen, in das erste Knochenfragment (5.1) einzuführenden ersten Abschnitt (1.1; 1.1'; 1.1"), einen daran anschließenden distalen, in das zweite Knochenfragment (5.2) einzuführenden zweiten Abschnitt (1.2; 1.2'; 1.2") sowie einen sich im wesentlichen über seine Länge erstreckenden Hohlraum (3; 3'; 3") aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß der Fixationskörper (1; 1'; 1") vollständig in die Bohrungen (4, 6; 4', 6'; 4", 6") einführbar ausgebildet ist, durch proximales Einführen des Spreizkörpers (2; 2'; 2") in den Hohlraum (3; 3'; 3") quer zu seiner Längsrichtung durch Keilwirkung wenigstens im Bereich seiner beiden Enden zur Verbindung mit dem jeweiligen Knochenfragment (5.1, 5.2) aufspreizbar ist und nach im wesentlichen vollständigen Einführen des Spreizkörpers (2; 2'; 2") in den Hohlraum (3; 3'; 3") am distalen Ende des zweiten Abschnittes (1.2; 1.2'; 1.2") eine größere Abmessung quer zu seiner Längsrichtung aufweist als am proximalen Ende des zweiten Abschnittes (1.2; 1.2'; 1.2").
2. Fixationselement nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Fixationskörper (1; 1'; 1") aus wenigstens zwei in Umfangsrichtung aneinander anschließenden Teilkörpern (9, 10) besteht, die zum Aufspreizen ausreichend beweglich miteinander verbunden sind.
3. Fixationselement nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die zum Aufspreizen des Fixationskörpers (1; 1'; 1") zusammenwirkenden Wirkflächen des Fixationskörpers (1; 1'; 1") und des Spreizkörpers (2; 2'; 2") derart ausgebildet sind, daß das Aufspreizen des zweiten Abschnittes (1.2; 1.2'; 1.2") am distalen Ende des zweiten Abschnittes (1.2; 1.2'; 1.2") beginnt.
4. Fixationselement nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die zusammenwirkenden Wirkflächen des Fixationskörpers (1; 1'; 1") und des

Spreizkörpers (2; 2'; 2'') derart ausgebildet sind, daß wenigstens ein erster Teilabschnitt (17) des ersten Abschnitts (1.1; 1.1'; 1.1'') vor dem Aufspreizen des zweiten Abschnitts (1.2; 1.2'; 1.2'') aufgespreizt ist.

5. Fixationselement nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Teilabschnitt (17) im Bereich des proximalen Endes des ersten Abschnitts (1.1) angeordnet ist.
6. Fixationselement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Abschnitt (1.1'') an seinem distalen Ende über wenigstens ein Stegelement (21) mit dem proximalen Ende des zweiten Abschnitts (1.2'') schwenkbar verbunden ist, wobei
  - der Fixationskörper (1'') und der Spreizkörper (2'') derart ausgebildet sind, daß bei Einführen des Spreizkörpers (2'') das distale Ende des ersten Abschnitts (1.1'') bzw. das proximale Ende des zweiten Abschnitts im wesentlichen vollständig aufgespreizt ist, bevor aufeinanderfolgend in einem ersten Schritt ein Teilabschnitt des zweiten Abschnitts (1.2) bzw. ersten Abschnitts und in einem zweiten Schritt das proximale Ende des zweiten Abschnitts (1.2'') bzw. das distale Ende des ersten Abschnitts aufgespreizt werden, und
  - das Stegelement (21) derart ausgebildet und angeordnet ist, daß sich der Längsabstand zwischen dem ersten und zweiten Abschnitt (1.1'', 1.2'') während des zweiten Schrittes verkürzt.
7. Fixationselement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Fixationskörper (1) nach Einführen des Spreizkörpers (2) in den Hohlraum (3) am proximalen Ende des ersten Abschnitts (1.1) eine größere Abmessung quer zu seiner Längsrichtung aufweist als am distalen Ende des ersten Abschnitts (1.2).
8. Fixationselement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Fixationskörper (1; 1'; 1'') im wesentlichen über seine gesamte Länge aufspreizbar ausgebildet ist.
9. Fixationselement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Abschnitt (1.1'; 1.1'') im nicht aufgespreizten Zustand eine größere Abmessung quer zu seiner Längsrichtung aufweist als

der zweite Abschnitt (1.2'; 1.2").

10. Fixationselement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß an der dem Knochen (5) zugewandten Oberfläche des Fixationskörpers (1; 1'; 1") zum Eindringen in den Knochen (5) vorgesehene Vorsprünge (8) angeordnet sind.
11. Fixationselement nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß wenigstens der Fixationskörper (1; 1'; 1") aus einem bioresorbierbaren Material besteht.
12. Fixationselement nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß der Fixationskörper (1; 1'; 1") aus einem Polylactid besteht, das in Bereichen mit Zugbeanspruchung durch zugfeste, insbesondere bioresorbierbare, Fasern und/oder Fasergewebe verstärkt ist.

### Zusammenfassung

Fixationselement zur Befestigung eines ersten Knochenfragments (5.1), insbesondere eines Knöchelfragments bei Sprunggelenksfrakturen, an einem zugehörigen zweiten Knochenfragment (5.2), das einen langgestreckten Spreizkörper (2) und einen in fluchtende Bohrungen (4, 6) in den Knochenfragmenten (5.1, 5.2) einführbaren, langgestreckten Fixationskörper (1) umfaßt, der einen proximalen, in das erste Knochenfragment (5.1) einzuführenden ersten Abschnitt (1.1), einen daran anschließenden distalen, in das zweite Knochenfragment (5.2) einzuführenden zweiten Abschnitt (1.2) sowie einen sich im wesentlichen über seine Länge erstreckenden Hohlraum (3) aufweist, wobei der Fixationskörper (1) vollständig in die Bohrungen (4, 6) einführbar ausgebildet ist, durch proximales Einführen des Spreizkörpers (2) in den Hohlraum (3) quer zu seiner Längsrichtung durch Keilwirkung wenigstens im Bereich seiner beiden Enden zur Verbindung mit dem jeweiligen Knochenfragment (5.1, 5.2) aufspreizbar ist und nach Einführen des Spreizkörpers (2) am distalen Ende des zweiten Abschnittes (1.2) eine größere Querabmessung aufweist als an dessen proximalem Ende.

09/744514

1/5

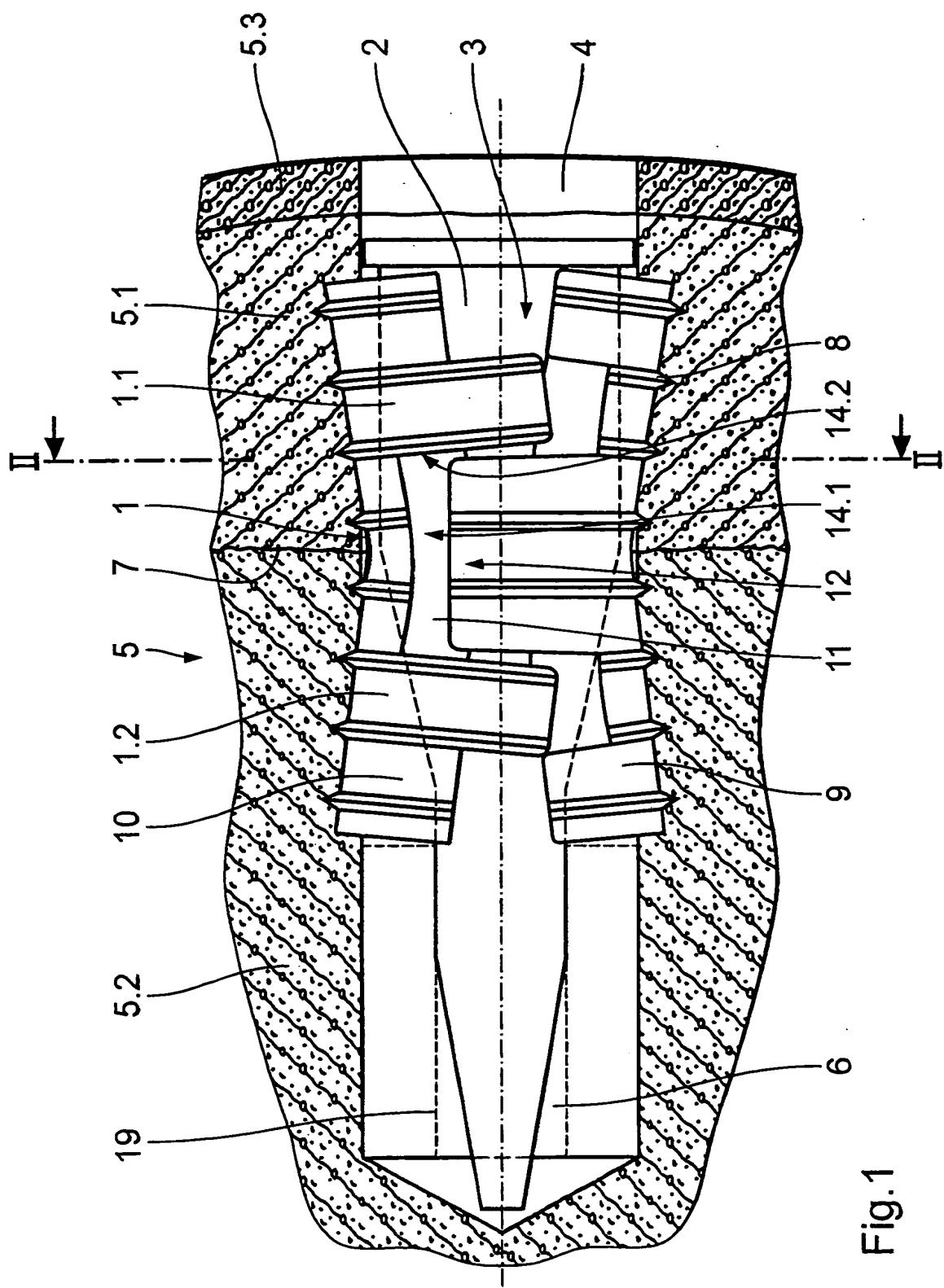


Fig. 1

09/744514

2/5

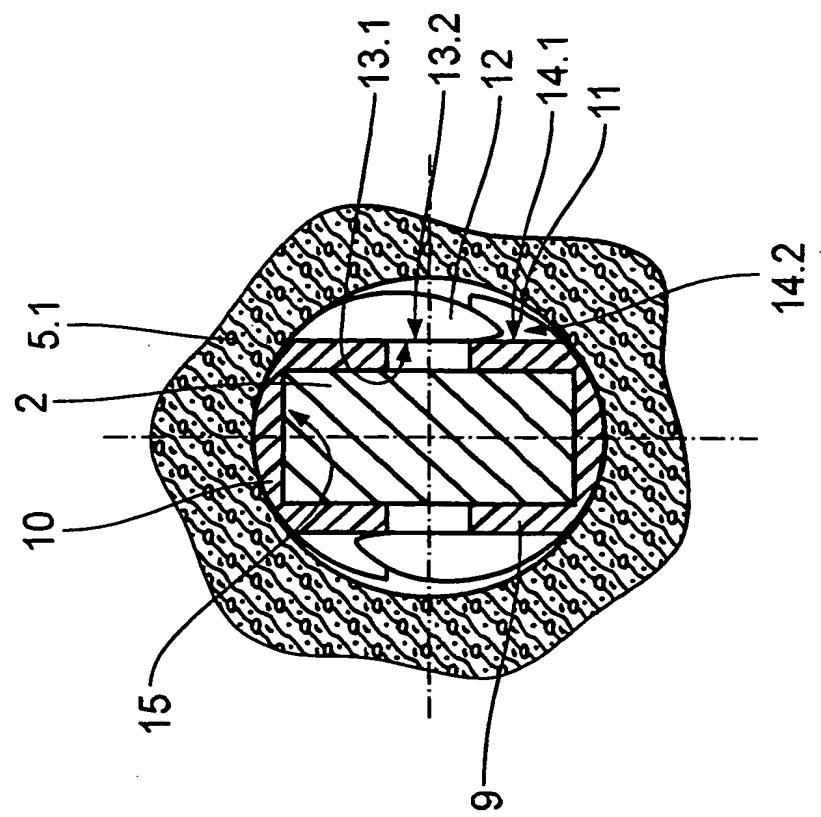


Fig.2

09/744514

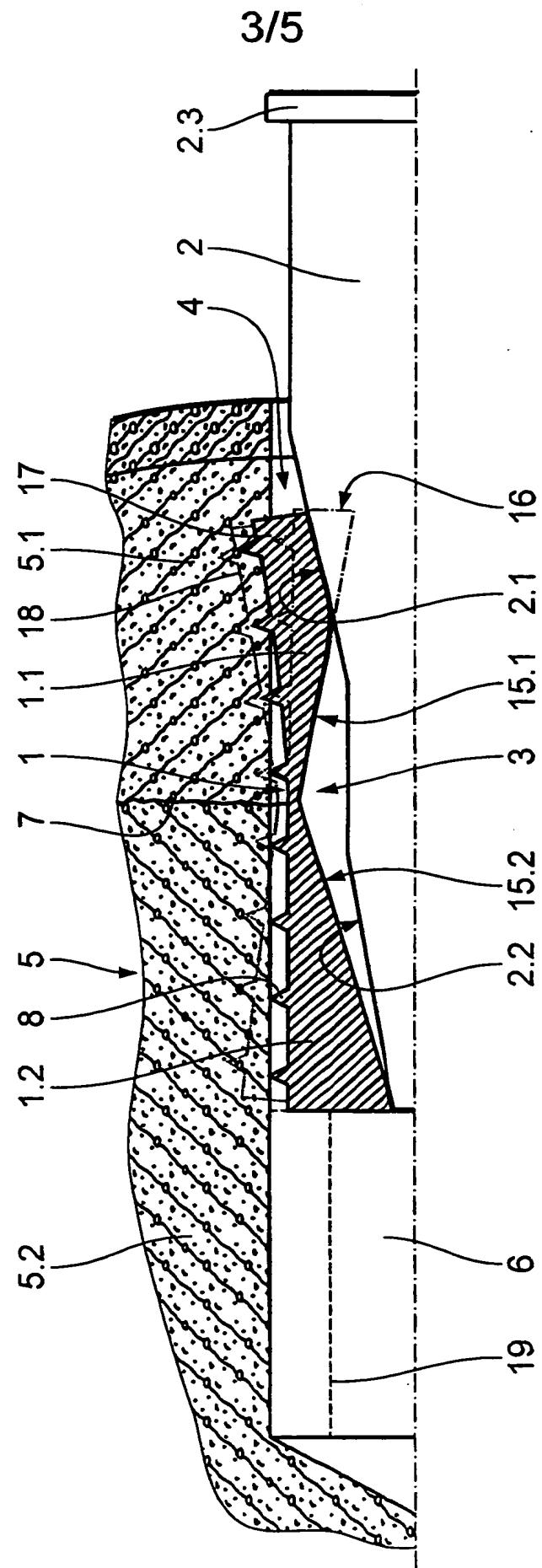


Fig. 3

09/744514

4/5

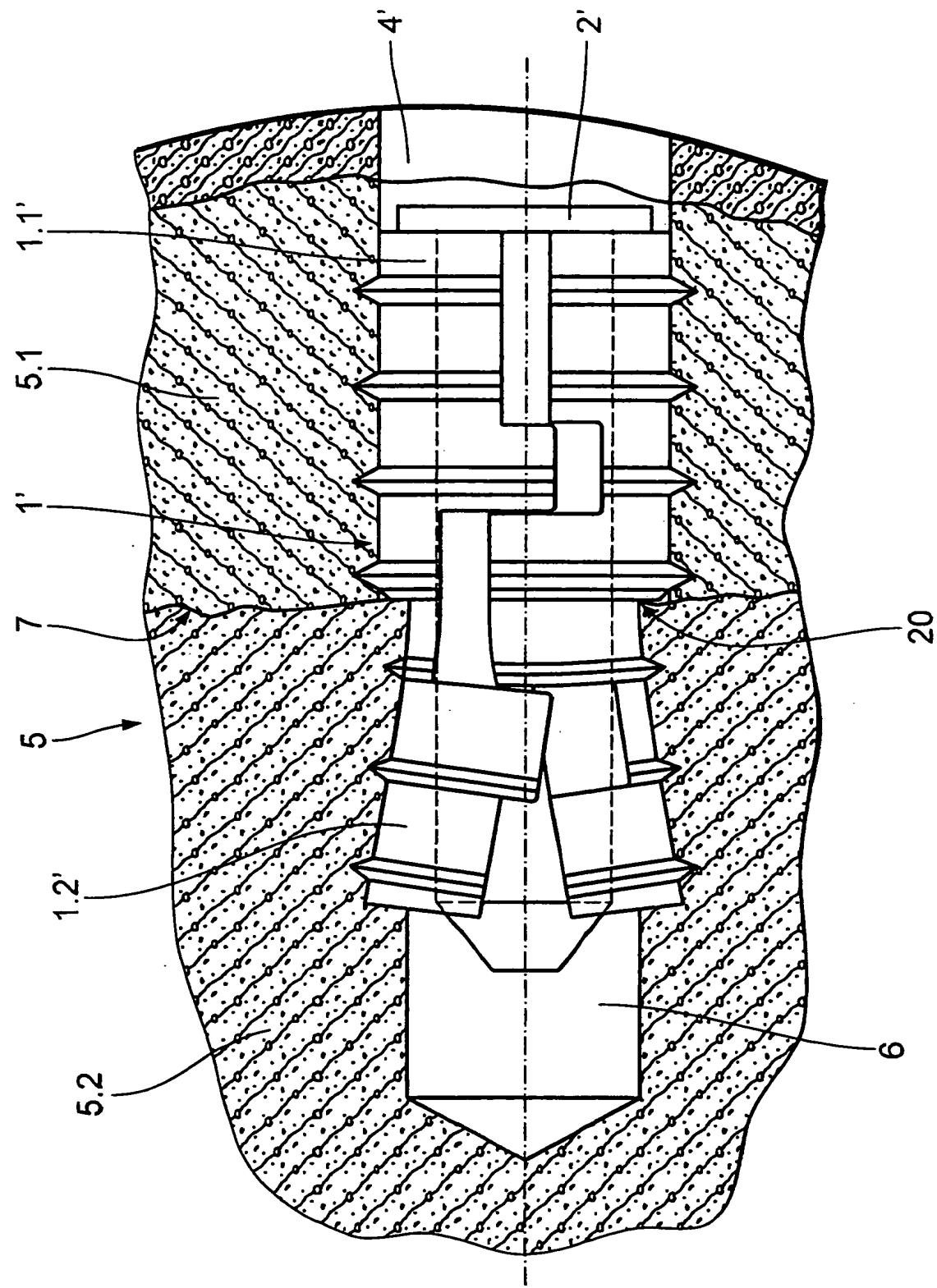


Fig.4

09/744514

5/5

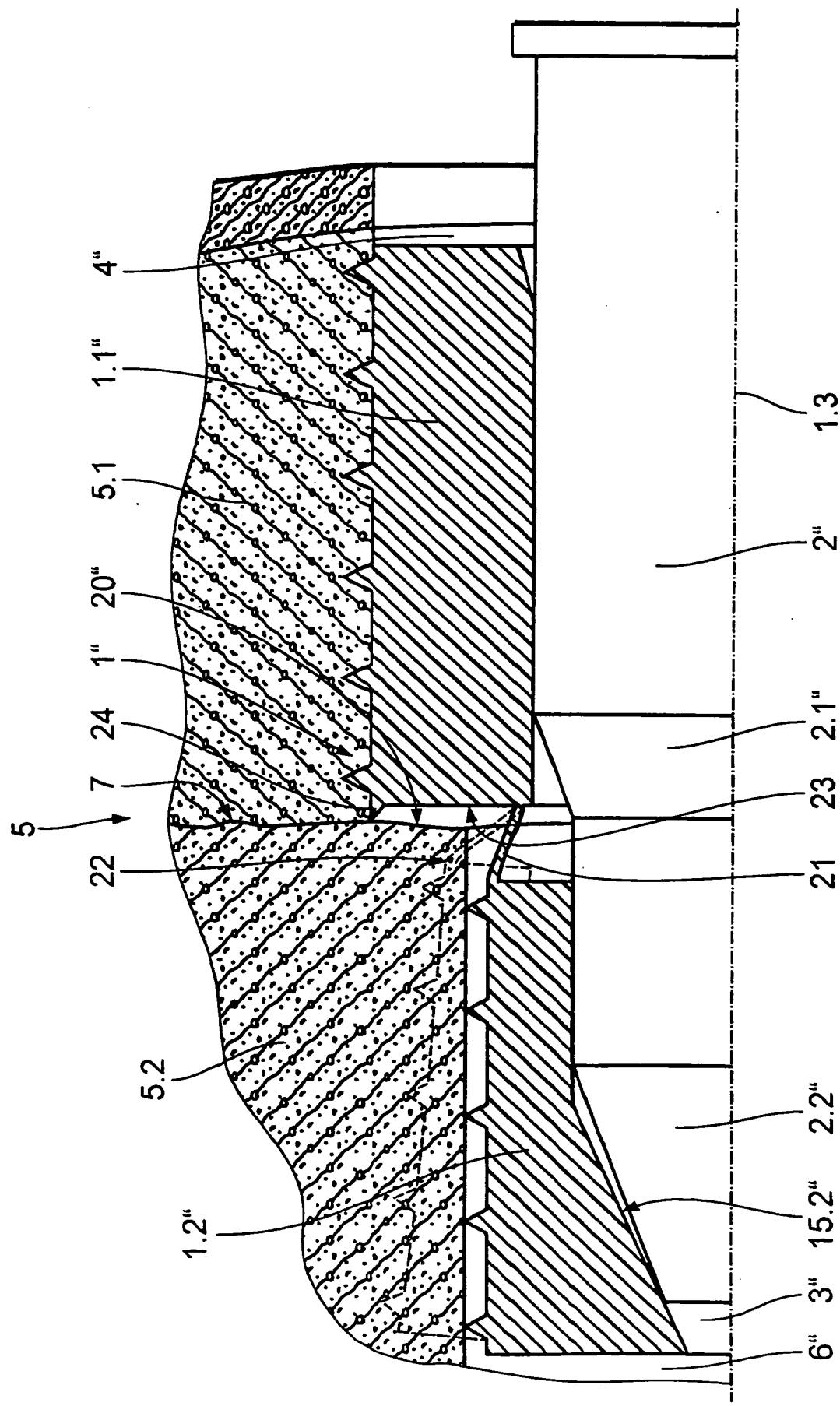


Fig.5